

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-000407
(43)Date of publication of application : 09.01.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/05
A61B 5/0476
G01R 33/035

(21)Application number : 11-173839

(71)Applicant : SHIMADZU CORP
INST OF PHYSICAL & CHEMICAL
RES

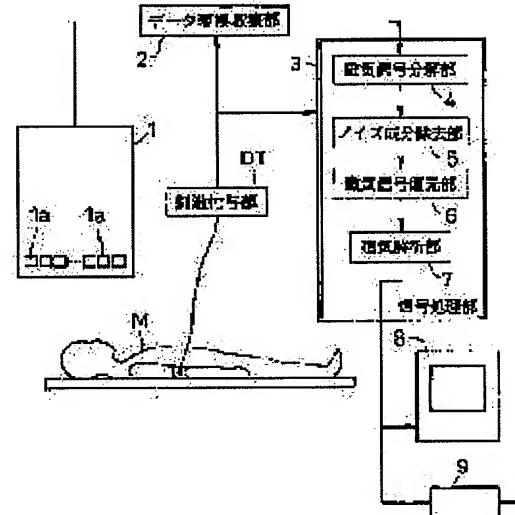
(22)Date of filing : 21.06.1999

(72)Inventor : KAJIWARA SHIGEKI
AMARI SHUNICHI
IKEDA SHIRO
TOYAMA KEISUKE

(54) MEASUREING APPARATUS FOR SIGNALS FROM LIVING BODIES

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To completely eliminate noise component contained in magnetically detected signals.
SOLUTION: The apparatus resolves magnetically detected original signals from a SQUID sensor 1 into dependent component signals for each magnetic source according to ICA process by a magnetic-signal resolving station 4. It is provided with a constitution that judges whether each dependent component is noise component or not based solely on the state of the component at a noise-component eliminating station 5, and restores magnetically detected signals from remaining dependent non-noise components after removal of what has been judged as a noise component at a magnetic-signal restoring station 6. The signals obtained from the SQUID sensor 1 are sufficient enough to eliminate the noise component contained in magnetically detected signals and to permit separate analysis of each component without need of providing a proper magnetic sensor for noise detection.



(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-407

(P2001-407A)

(43) 公開日 平成13年1月9日(2001.1.9)

(51) Int.Cl.⁷
 A 6 1 B 5/05
 5/0476
 G 0 1 R 33/035 Z AA

F I
 A 6 1 B 5/05
 C 0 1 R 33/035
 A 6 1 B 5/04

テマコート⁸(参考)
 A 2 G 0 1 7
 Z AA 4 C 0 2 7
 3 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平11-173839

(71) 出願人 000001993

(22) 出願日 平成11年6月21日(1999.6.21)

株式会社島津製作所
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(71) 出願人 000006792

理化学研究所
埼玉県和光市広沢2番1号

(72) 発明者 桐原 茂樹

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内

(74) 代理人 100093056

弁理士 杉谷 勉

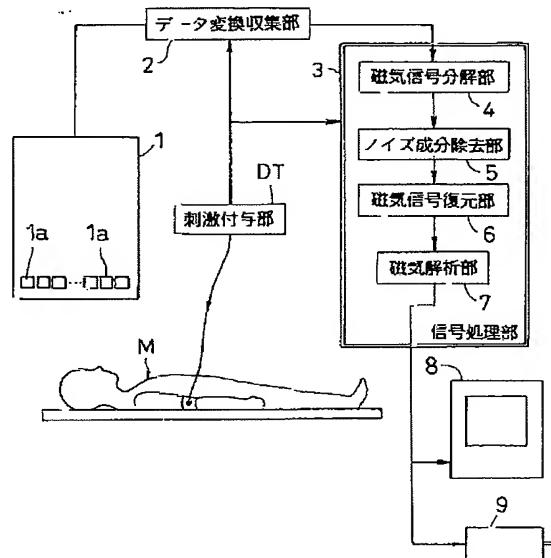
最終頁に統く

(54) 【発明の名称】 生体信号計測装置

(57) 【要約】

【課題】 磁気検出信号に含まれるノイズ成分を十分に除去する。

【解決手段】 マルチチャンネルSQUIDセンサ1からの原磁気検出信号が磁気信号分解部4でICA手法に従って各磁気発生源ごとの独立成分に分解されるとともに、ノイズ成分除去部5で各独立成分について各独立成分自体の状態のみに基づきノイズ成分であるか否かが判定され、ノイズ成分と判定された独立成分が除かれた後、磁気信号復元部6で残りの非ノイズ独立成分によって磁気検出信号が復元される構成を備えており、ノイズ磁気検出専用の磁気センサ1aを別途に設けずとも、生体磁気測定用のSQUIDセンサ1で得られた信号だけで、磁気検出信号に含まれるノイズ成分を十分に除去し、各成分を分離して解析することができる。



(2) 特開2001-407 (P 2001-407A)

【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体の診断対象領域において生体活動電流源により生じる微小な生体信号を測定する複数個のセンサを備えた生体信号計測装置において、前記複数個のセンサにより検出された検出信号を複数の独立成分に分解する信号分解手段と、この信号分解手段により分解された独立成分中のノイズ成分を独立成分自体の状態のみに基づいて判定して取り除くノイズ成分除去手段と、各非ノイズ独立成分に基づき検出信号を復元する信号復元手段と、復元された各検出信号の各々の独立成分に対応する脳内の活動（位置、方向、強さ）を得る信号解析手段とを備えていることを特徴とする生体信号計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、脳磁計や脳波計などの生体信号計測装置に係り、特に生体信号測定用のセンサにより得られた検出信号からノイズ成分を除去し、脳内活動を推定するための技術に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内に流れる生体活動電流により微小な生体磁気（生体磁界）が生体から発生する。例えば、脳から発生する生体磁気は脳磁と呼ばれ、生体に刺激を与えることにより発生する誘発脳磁や、 α 波やてんかんのスパイク波のように自然に発生する自発脳磁などがある。

【0003】近年、生体から出る微小な生体磁気を測定できる磁束計として、SQUID (Superconducting Quantum Interference Device : 超電導量子干渉計) を用いたマルチチャンネルSQUIDセンサが開発されている。このマルチチャンネルSQUIDセンサは、デュアーラーと呼ばれる容器内に多数個のSQUIDセンサを液体窒素などの冷媒に浸漬・収納した構成となっている。

【0004】このマルチチャンネルSQUIDセンサ（以下、適宜「磁束計」と略記）を備えた生体信号計測装置、つまり生体磁気計測装置の場合、磁束計を被検体の関心部位である例えば頭部の傍らに置くと、頭部内に生じた生体活動電流源から発生する微小な生体磁気が磁束計内の各SQUIDセンサで無侵襲で測定されて磁気検出信号として出力されるとともに、SQUIDセンサからの磁気検出信号に基づいて生体磁気解析が行われて、生体活動電流源の状態（例えば、位置や向き或いは大きさ等）を把握することができるという構成になっている（例えば特開平7-327943号公報参照）。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の生体磁気計測装置には、各SQUIDセンサによって検出された磁気検出信号に含まれるノイズ成分を十分に除去することが難しいという問題がある。測定対象である生体磁気は非常に微弱であることから生体活動電流源以外の別の磁気発生源から出る（環境ノイズとも称するような）ノイズ磁気の混入が避けられない。したがって、各SQUIDセンサからの磁気検出信号には混入するノイズ磁気によるノイズ成分が含まれており、磁気検出信号からノイズ成分を十分に除去しなければ、生体磁気の正確な解析はおぼつかないことになる。

【0006】そこで、生体磁気測定用のSQUIDセンサとは別のノイズ磁気検出専用の磁気センサでノイズ磁気だけを同時に測定することにより得られたノイズ磁気検出信号を利用し、生体磁気測定用のSQUIDセンサの磁気検出信号に含まれているノイズ成分を除去する補正処理を行うようなことも提案されてはいる。

【0007】この場合、ノイズ磁気検出専用の磁気センサと生体磁気測定用のSQUIDセンサとは設置位置が異なっており、ノイズ磁気検出専用の磁気センサで得るノイズ磁気検出信号は、生体磁気測定用のSQUIDセンサの磁気検出信号に含まれているノイズ成分と正確に対応しているわけではないので、ノイズ磁気検出専用の磁気センサで得たノイズ磁気検出信号に基づき、生体磁気測定用のSQUIDセンサの磁気検出信号に含まれているノイズ成分を推定することになる。しかし、ノイズ磁気が複雑な様相を呈するものであることなどから、空間的に異なる位置のノイズ成分を正確に求めることは非常に難しく、その結果、生体磁気測定用のSQUIDセンサの磁気検出信号からノイズ成分を十分除去することは、やはり望めない。

【0008】この発明は、上記の事情に鑑み、生体信号測定用のセンサによって検出された検出信号に含まれるノイズ成分を十分に除去することができる生体信号計測装置を提供することを課題とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決するために、この発明に係る生体信号計測装置は、被検体の診断対象領域において生体活動電流源により生じる微小な生体信号を測定する複数個のセンサを備えた生体信号計測装置において、前記複数個のセンサにより検出された検出信号を複数の独立成分に分解する信号分解手段と、この信号分解手段により分解された独立成分中のノイズ成分を独立成分自体の状態のみに基づいて判定して取り除くノイズ成分除去手段と、各非ノイズ独立成分に基づき検出信号を復元する信号復元手段と、復元された各検出信号の各々の独立成分に対応する脳内の活動（位置、方向、強さ）を得る信号解析手段とを備えていることを特徴とするものである。

【0010】【作用】次に、この発明の生体信号計測装置により生体信号の計測を行う時のノイズ成分の除去作用について説明する。

【0011】この発明の装置により生体信号計測を実行する際は、まず複数個のセンサが被検体の診断対象領域の直ぐ傍にセットされて、各センサによって例えば生体

(3) 特開2001-407 (P2001-407A)

活動電流源により発生する微小な生体磁気が測定される。これらのセンサにより検出された検出信号（原検出信号）は、信号分解手段によって複数の独立成分に分解されてから、さらにノイズ成分除去手段により、各独立成分の中のノイズ成分が各独立成分自体の状態のみに基づいて判定されて取り除かれた後、信号復元手段によってノイズ成分が除去された残りの非ノイズ独立成分に基づき検出信号（復元検出信号）が復元されて信号解析手段へ送出される。そして、信号解析手段では、復元検出信号に基づいて生体解析が行われる結果、個々の生体信号の場所と活動波形が把握できることになる。

【0012】このように、この発明の生体信号計測装置では、統計的に独立性の高い複数の信号に分解する独立成分分析（ICA: Independence Component Analysis）手法に従って、センサにより検出された原検出信号（観測信号）が生体活動の各電流源とその他の各発生源ごとの独立成分に分解された上で、各独立成分について各独立成分自体の状態のみに基づきノイズ成分であるか否かが判定され、ノイズ成分と判定された独立成分が除かれた後、残りの各非ノイズ独立成分によって検出信号が復元される結果、ノイズ検出専用のセンサを別途に設げずとも、生体信号測定用のセンサで得られた信号だけで、ノイズ成分が十分に除去された生体信号解析用の復元検出信号が各成分に分解した形で得られるのである。

【0013】

【発明の実施の形態】続いて、この発明の一実施例を図面を参照しながら説明する。図1は本発明に係る生体信号計測装置の一例である生体磁気計測装置の全体構成を示すブロック図である。

【0014】実施例の生体磁気計測装置は、図1に示すように、被検体（患者）Mの診断対象領域において生体活動電流源により生じる微小な生体磁気を測定するマルチチャンネルSQUIDセンサ1と、マルチチャンネルSQUIDセンサ1で得られる出力データ（出力信号）を適宜に変換・収集して原磁気検出信号として出力するデータ変換収集部2と、データ変換収集部2から送られてくる原磁気検出信号のノイズ成分除去処理や生体磁気解析処理などを行う信号処理部3とを備えている。

【0015】マルチチャンネルSQUIDセンサ1は、デューアーと呼ばれる容器内に微小な生体磁気の測定に適した多数のSQUIDセンサ1aが縦横にアレイ状に配列された形で液体窒素などの冷媒に浸漬・収納されている構成になっている。実施例装置のマルチチャンネルSQUIDセンサ1には、128チャンネル分のSQUIDセンサ1aが配備されており、各チャンネルの1回当たりの生体磁気の測定時間は例えば512 msecである。なお、多数のSQUIDセンサ1aが本発明における複数個のセンサに相当する。

【0016】また、マルチチャンネルSQUIDセンサ1の後段のデータ変換収集部2は、各SQUIDセンサ

1aの出力信号をデジタル信号に変換してから収集し原磁気検出信号として信号処理部3へ送り込む。実施例装置の場合、原磁気検出信号は128行512列の行列形態の信号として扱われる構成となっている。

【0017】信号処理部3は、この発明の生体磁気計測装置における特徴的な構成部分であって、原磁気検出信号を複数の独立成分に分解する磁気信号分解部4と、磁気信号分解部4により分解された独立成分中のノイズ成分を独立成分自体の状態のみに基づいて判定して取り除くノイズ成分除去部5と、ノイズ成分が除去された残りの非ノイズ独立成分に基づき元の磁気検出信号の形へ戻して各成分毎の復元磁気検出信号として個別に出力する磁気信号復元部6とを備えているとともに、磁気信号復元部6からの復元磁気検出信号に基づいて生体磁気解析を行なう磁気解析部7を備えている他、生体内の分極（ダイポール）を破壊して生体活動電流を流すために、生体に刺激を与えるための刺激付与部DTなどを備えている。

【0018】なお、上述した磁気信号分解部4が本発明の信号分解手段に相当し、ノイズ成分除去部5がノイズ成分除去手段に、磁気信号復元部6が信号復元手段に、磁気解析部7が信号解析手段に相当するものである。

【0019】以下、この信号処理部3の各部構成について、より詳しく説明する。

【0020】磁気信号分解部4は、計測実行に伴って得られる128行512列の行列形態の原磁気検出信号Bと、予め決定して設定しておいた128行128列の行列形態のICA（独立成分分析）行列Wとを用い、128行512列の行列形態のICA（独立成分分析）信号Xを求めるための演算を行う。

【0021】つまり、磁気信号分解部4では、ICA（独立成分分析）手法に従って、 $X = WB$ なる演算が行われ、原磁気検出信号Bが、生体活動電流源とその他の各磁気発生源ごとの信号成分に対応する複数の独立成分に分解されるのである。

【0022】なお、ここで用いられるICA行列Wは、WBなる演算によって分解されたICA（独立成分分析）信号Xの各要素が互いに独立になるように予め探査決定されている行列である。実施例装置の場合は、ICA信号Xを時系列過程とみて、その相互関関数が『0』となるよう行列Wが決定されている。

【0023】また、実施例装置の場合、磁気信号分解部4は、同一事象についてICA信号Xを複数回求めて加算平均する構成にもなっている。ここでの繰り返し回数は、数回～数百回までの間の適宜の回数が選ばれる。

【0024】例えば、音を聞いた時の脳の反応を検査する場合、ICA信号Xの加算平均処理によって、目の筋肉から発生する（スパイク波的な）磁気や脳から定常的に発生するα波による磁気の他、量子ノイズなどの不要成分を除去できる。

(4) 特開2001-407(P2001-407A)

【0025】なお、逆に、目の筋肉から発生する磁気や脳から定的に発生する α 波による磁気を残したい場合には、加算平均の繰り返し回数を少なくするか、或いは加算平均しないようにすればよい。

【0026】ノイズ成分除去部5は、磁気信号分解部4によって求められたICA信号Xにおける各独立成分についてノイズ成分であるか否かを先ず判別する。実施例装置の場合、ICA信号Xの各行ベクトルについて、全測定時間512 msecのうち測定開始から被検体に刺激付与部DTにより刺激が与えられる時点までの非検査対象区間（例えば0～200 msec）の標準偏差値Maと、刺激付与部DTにより刺激が与えられた時点以降の検査対象区間（例えば200 msec～512 msec）の標準偏差値Mbの比Ma/Mbを求め、これが一定値以上の場合、その行ベクトルに対応する独立成分はノイズ成分であると判別し、一定値未満の場合、その行ベクトルに対応する独立成分は真の信号成分であると判別する構成されている。

【0027】非ノイズ独立成分（真の信号成分）を決定づける生体磁気は、刺激付与部DTにより刺激が与えられた時点以降に発生するので、行ベクトルの要素は刺激が与えられた時点以降に大きくなる。逆に、ノイズ成分に対応するノイズ磁気は、刺激付与部DTにより刺激が与えられた時点以降とは直接関係がなく、行ベクトルの要素は刺激が与えられた時点の前後で変化が少ない。したがって、非検査対象区間の標準偏差値Maと検査対象区間の標準偏差値Mbの比Ma/Mbについては、真の信号成分である独立成分の方の比Ma/Mbは小さく、ノイズ独立成分の方の比Ma/Mbは大きくなり、比Ma/Mbの大小を監視することで独立成分がノイズ成分であるか否かの判別が可能となる。

【0028】すなわち、ノイズ成分除去部5は、ノイズ成分（の中でも特に環境ノイズと称するようなノイズ成分）であると判別されたものを除去する。ノイズ成分の除去は、ノイズ成分と判別された独立成分に対応する行ベクトルを0に置換することにより行われる。ノイズ成分除去部5によるノイズ成分除去に伴ってICA信号XはICA信号Xaとなる。

【0029】磁気信号復元部6は、ノイズ成分除去部5で求められたICA信号Xaと、ICA（独立成分分析）行列Wの逆行例である128行128列の行列形態の逆ICA行列W⁻¹と用いて、128行512列の行列形態の復元磁気検出信号Baを求める演算を行う。つまり、磁気信号復元部6において、W⁻¹Xaなる演算が行われて、原磁気検出信号Bからノイズ成分が十分に除去された復元磁気検出信号Ba (=W⁻¹Xa) が求められるのである。

【0030】なお、磁気信号復元部6においては、独立信号源ごとに磁気検出信号を復元することも可能である。つまり、この場合には、ノイズ成分除去部5で求め

られたICA信号Xaの中で、復元独立成分に対応する行ベクトルのみを残し、その他の要素を全て『0』に置換したICA信号Xaを用いてW⁻¹Xaなる演算を行うことにより、復元磁気検出信号Baを求めることができる。

【0031】そして、磁気解析部7は、復元磁気検出信号Baに基づいて生体磁気解析を行う。具体的には、復元磁気検出信号Baの1ダイポール解析の結果、生体活動電流源の重心位置分布が求められたり、復元磁気検出信号BaのSpatial Filterの結果、生体活動電流源の空間分布が求められたりして、生体活動電流源の状態が把握できる。

【0032】なお、実施例装置の信号処理部3は、コンピュータおよびその制御プログラム等を中心に構成されているものである。

【0033】さらに、実施例装置は、解析結果を画面に映し出す表示モニタ8および解析結果をシートに印刷して出力するプリンター9といった出力機器類を備えており、必要に応じて磁気解析部7で得られた生体活動電流源の重心位置や空間分布を表示モニタ8に表示させたり、プリンター9で印刷させたりできる構成にもなっている。

【0034】統いて、以上に詳述した実施例の生体磁気計測装置により、生体磁気の計測を行う時の装置動作を、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0035】なお、図2は、実施例装置による生体磁気の計測実行の様子を経時的に示すフローチャートであり、図3は原磁気検出信号の信号経時変化を示すグラフであり、図4はICA信号Xの経時変化を示すグラフであり、図5は復元磁気検出信号の信号経時変化を示すグラフである。

【0036】但し、以下の場合、理解を容易にするために被検体Mとして次のような模型を使用した。すなわち、人体頭部を模擬したファントム内に生体活動電流源のモデルとして電流ダイポール（電極）を配設したものを用いるとともに、刺激付与部DTによる生体への刺激付与の代わりに、測定開始から200 msec経過した時点TMで電流ダイポールに三角波電流を流すようにしたのである。

【0037】〔ステップS1〕ファントムの傍らにマルチチャンネルSQUIDセンサ1をセットする。

【0038】〔ステップS2〕測定開始に伴って、図3に示すように、信号処理部3へ原磁気検出信号Bが入力される。図3は、原磁気検出信号BのチャンネルCH1～CH8の8チャンネル分の信号経時変化を示すグラフであり、図3の時間軸tの時点TMで電流ダイポールに三角波電流が流される。

【0039】〔ステップS3〕磁気信号分解部4によって、原磁気検出信号Bが128個の独立成分に分解されてICA信号Xが求められるとともに、ICA信号Xの

(5) 特開2001-407(P2001-407A)

加算平均処理が行われる。

【0040】〔ステップS4〕ICA信号Xの加算平均処理の回数が所定の回数に達しているか否かがチェックされ、所定の回数に達していれば、ステップS5へ進み、まだ所定の回数に達していないければ、ステップS2へ戻る。

【0041】〔ステップS5〕ノイズ成分除去部5によって、ICA信号Xにおける各独立成分がノイズ成分であるか否かが判定されて、ノイズ成分と判定された独立成分は除かれ、ICA信号Xaが求められる。

【0042】図4は、ICA信号Xにおける8個分の(縦軸方向が正規化された)各独立成分ICA1～ICA8の経時変化を示すグラフであり、今は電流ダイポールに流れる三角波電流の磁気に対応する独立成分ICA1の他はノイズ成分と判定されることになる。ちなみに独立成分ICA2は地磁気によるノイズ磁気と思われ、独立成分ICA5は60Hzの商用電源によるノイズ磁気と思われる。

【0043】〔ステップS6〕磁気信号復元部6によって復元磁気検出信号Baが求められる。図5は、復元磁気検出信号BaのチャンネルCH1～CH8の8チャンネル分の信号経時変化を示すグラフである。図5と図3の信号波形を比較すれば、S/N比が一定程度改善されており、ステップS5でノイズ成分と判定された独立成分が除かれることにより、復元磁気検出信号Baはノイズ成分が十分に除去されたものになっていることがよく分かる。

【0044】〔ステップS7〕得られた復元磁気検出信号Baに従って磁気解析部7による生体磁気解析処理が行われ、生体活動電流源の重心位置分布や生体活動電流源の空間分布が求められるとともに、表示モニタ8やプリンタ9により解析結果が出力されて、計測は終了となる。

【0045】以上に詳述したように、実施例の生体磁気計測装置によれば、ICA(独立成分分析)手法に従って、原磁気検出信号が、各磁気発生源ごとの独立成分に分解された上で、各独立成分について各独立成分自体の状態のみに基づきノイズ成分であるか否かが判定され、ノイズ成分と判定された独立成分が除かれた後、非ノイズ独立成分に従って磁気検出信号が復元されており、ノイズ磁気検出専用の磁気センサを別途に設けずとも、生体磁気測定用の磁気センサで得られた信号だけで、ノイズ成分が十分に除去された生体磁気解析用の復元磁気検出信号が容易に得られている。また、実施例の生体磁気計測装置によれば、ICA信号Xの加算平均処理によって、不規則的に発生するノイズ成分や量子ノイズなどの不要成分除去も行われている。

【0046】さらに、この発明の特徴を示すために、実際に被検体Mに対して視覚刺激を与えた際のヒトの脳磁図の解析例を図6を参照して説明する。なお、この図6

は、原脳磁図信号から求めたICA信号の経時変化を示すグラフである。

【0047】独立成分ICA1は地磁気によるノイズ磁気、独立成分ICA2は60Hzの商用電源によるノイズ磁気と考えられ、これらはノイズ成分と判定されることにより除去される。ここで、非ノイズ独立成分と判定されたICA3～8を利用し、個々に復元脳磁図信号を求めて信号源解析を行うことにより、独立成分ごとに応する脳内の活動を知ることが可能となる。

【0048】例えば、独立成分ICA3のみから復元した脳磁図信号を用い、Spatial Filter法により信号源解析を行った結果を図7に示す。この図は、後頭葉のMR像上に活動電流分布を矢印で表示したものであり、矢印の長さが電流強度に、矢印の向きが電流の向きに対応している。同様に、独立成分ICA4のみから復元した脳磁図信号を用い、Spatial Filter法により信号源解析を行った結果を図8に示す。

【0049】図7、8の信号の空間分布は明らかに異なり、個々のICA成分が異なる空間分布を持つ信号を表現していることがわかる。このことはICAが視覚刺激によりヒトの脳に誘発された複数の電流源に逆らって脳磁図信号を分離・解説できることを示している。

【0050】この発明は、上記実施の形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0051】(1) 実施例装置では、ICA信号Xの独立成分における非検査対象区間の標準偏差値Maと検査対象区間の標準偏差値Mbの比Ma/Mbに基づき独立成分がノイズ成分であるか否かを判別する構成であったが、ICA信号Xの独立成分の信号強度に基づき独立成分がノイズ成分であるか否かを判別する構成の装置が、変形例として挙げられる。例えば1pT(ピコテラス)以上のものはノイズと判別する。但し、この変形例の場合、判定対象の独立成分の信号強度は正規化された値ではなく、生の磁場強度に対応する値に変換される必要がある。

【0052】(2) また、ICA信号Xの独立成分の周波数に基づき独立成分がノイズ成分であるか否かを判別する構成の装置も、変形例として挙げられる。例えば、ICA信号XにFFTをかけて一番支配的な周波数を求め、100Hz以上であればノイズと判別する。

【0053】(3) さらに、実施例を含めて前述した三つのノイズ成分判別方式の二つあるいは三つの方式を併用して独立成分がノイズ成分であるか否かを判別する構成の装置も、変形例として挙げられる。

【0054】また、上述した実施例では、脳磁計による生体磁気計測装置を例に採って説明したが、脳波計などを用いた生体信号計測装置であっても同様の効果を得ることができる。

【0055】

【発明の効果】以上に詳述したように、この発明の生体

(6) 特開2001-407 (P 2001-407A)

信号計測装置によれば、いわゆる ICA (独立成分分析) 手法に従って、複数個のセンサにより検出された原検出信号（観測信号）は、生体活動の各電流源とその他の各信号源ごとの独立成分に分解された上で、各独立成分について各独立成分自体の状態のみに基づきノイズ成分であるか否かが判定され、ノイズ成分と判定された独立成分が除かれた後、残りの非ノイズ独立成分によって検出信号が各々の情報源毎に分離して復元される構成を備えているので、ノイズ検出専用のセンサを別途に設けずとも、生体信号測定用のセンサで得られた信号だけで、ノイズ成分が十分に除去された生体信号解析用の復元検出信号が容易に得られる。その結果、復元生体検出信号に基づいて行われる信号解析も正確なものとなる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例に係る生体磁気計測装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施例装置による生体磁気の計測実行の様子を経時的に示すフローチャートである。

【図3】原磁気検出信号の8チャンネル分の信号経時変化を示すグラフである。

【図4】ICA信号における8個分の各独立成分の経時

変化を示すグラフである。

【図5】復元磁気検出信号の8チャンネル分の信号経時変化を示すグラフである。

【図6】原脳磁図信号から求めたICA信号の経時変化を示すグラフである。

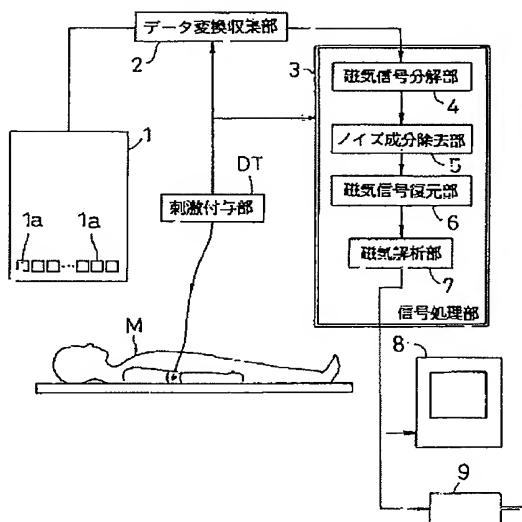
【図7】復元した原脳磁図信号を用いてSpatial Filter法により信号源解析を行った結果を示す図である。

【図8】図7の原脳磁図信号とは異なる復元脳磁図信号を用いてSpatial Filter法により信号源解析を行った結果を示す図である。

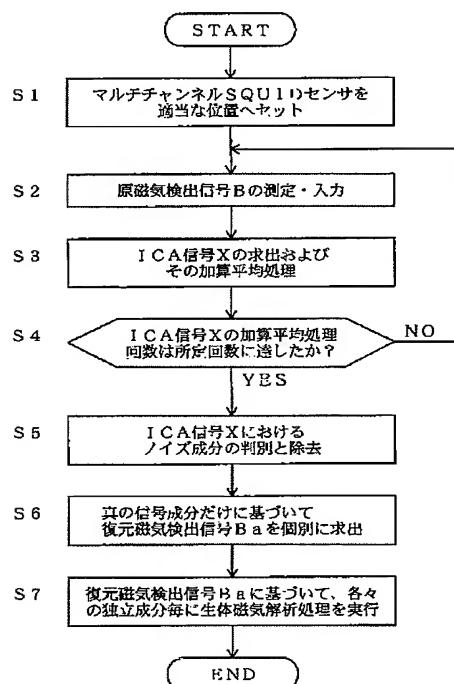
【符号の説明】

1	…マルチチャンネルSQUIDセンサ
1a	…SQUIDセンサ
2	…データ変換収集部
3	…信号処理部
4	…磁気信号分解部
5	…ノイズ成分除去部
6	…磁気信号復元部
7	…磁気解析部
M	…被検体

【図1】

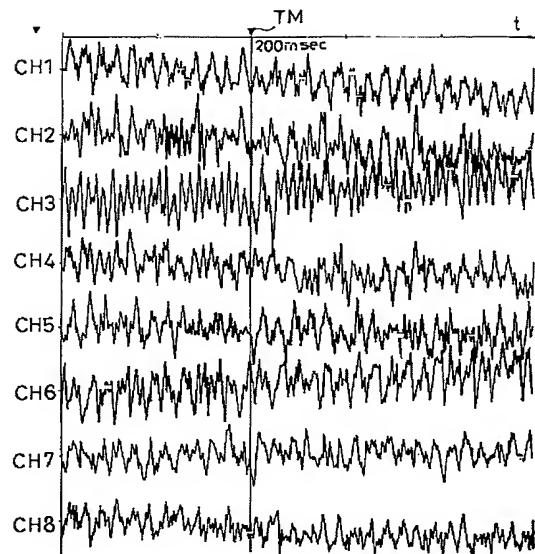


【図2】

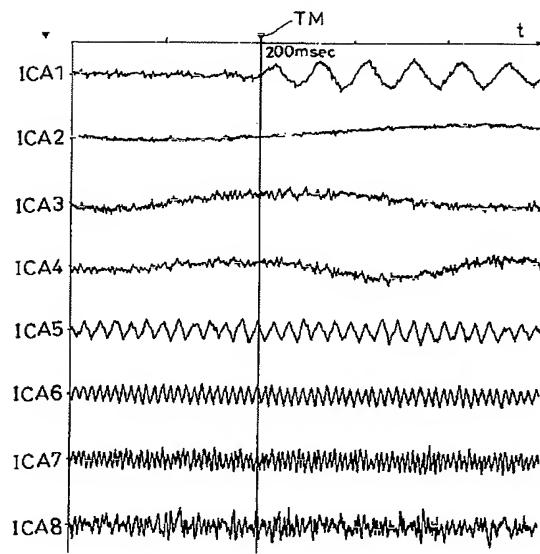


(7) 特開2001-407(P2001-407A)

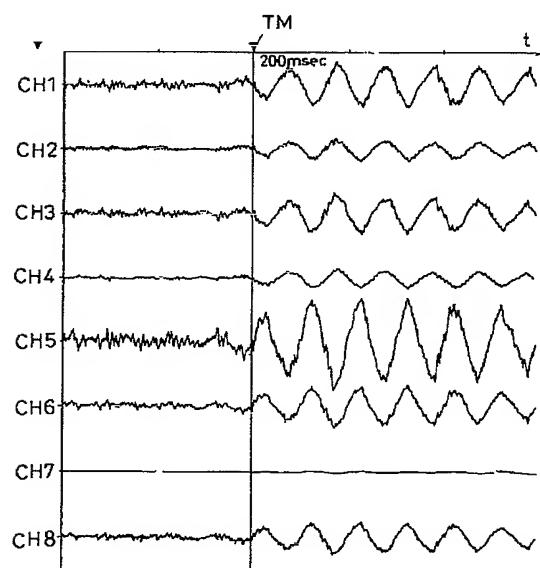
【図3】



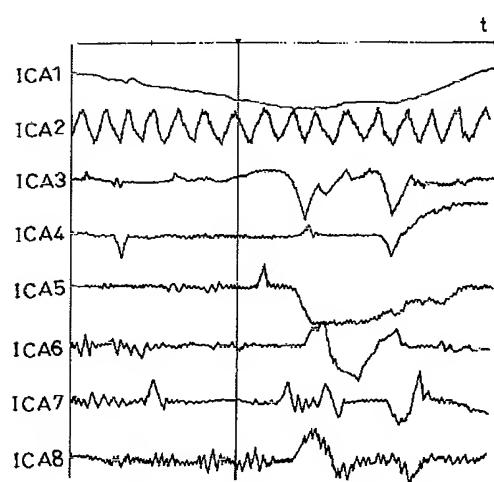
【図4】



【図5】

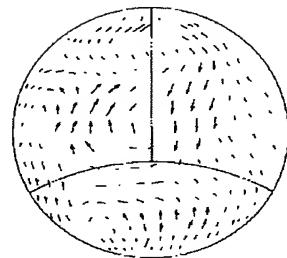


【図6】

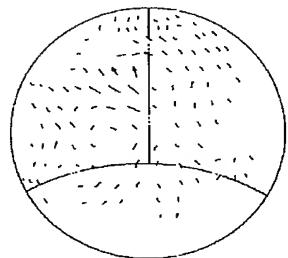


(8) 特開2001-407 (P2001-407A)

【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 甘利 僕一
埼玉県和光市広沢2番1号 理化学研究所
内
(72)発明者 池田 思朗
埼玉県和光市広沢2番1号 理化学研究所
内

(72)発明者 外山 敬介
京都市上京区河原町通広小路上ル梶井町
465 京都府立医科大学内
F ターム(参考) 2G017 AA02 AB01 AD32 AD40 BA15
4C027 AA03 AA10 CC01 DD03 GG13
GG16 HH00 HH02 KK03